

## 基于加速度信号的人体爬行与步行过程中多关节协同运动模式对比

熊启亮, 谌颖, 莫杰义, 万金亮

南昌航空大学测试与光电工程学院, 江西 南昌 330063

**【摘要】**基于人体运动协同控制理论提出人体爬行过程中四肢关节的协同运动模式与步行过程中四肢协同运动模式具有相似性是其能促进步行功能康复重要运动生理基础的假设。为了证明该假设,本研究首先基于MPU9250加速度传感器收集了5名受试者爬行和步行过程中双侧肘、腕、膝、踝关节等8处关节在运动过程中的加速度信号;然后,依次对信号进行预处理、周期分割、矢量化等处理;最后,利用非负矩阵分解算法提取爬行和步行运动过程中肢体间多关节运动的协同运动模式,并计算爬行与步行运动关节协同模式之间的相关系数。结果显示5名受试者爬行及步行过程中均能提取2种关节姿势协同模式,并且对应协同模式的相似系数分别为0.76和0.72,说明爬行运动与步行运动过程中肢体运动协同模式具有一定的相似性。本研究可以为爬行运动用于儿童步行功能康复提供一定的参考。

**【关键词】**爬行;步行;加速度信号;关节协同

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2023)07-0884-06

## Comparison of inter-joint synergies during human crawling and walking based on acceleration signals

XIONG Qiliang, CHEN Ying, MO Jieyi, WAN Jinliang

School of Testing and Opto-electronic Engineering, Nanchang Hangkong University, Nanchang 330063, China

**Abstract:** Based on the coordinated control theory of human motion, a hypothesis that the similarity between the inter-joint synergies during crawling and walking is an important physiological basis for the promotion of walking rehabilitation by crawling is given and proved. The acceleration signals of 8 joints, including bilateral elbow, wrist, knee and ankle joints, in 5 subjects during crawling and walking are collected using MPU9250 accelerometer. After signals preprocessing, period segmentation and vectorization, the non-negative matrix factorization algorithm is used to extract the inter-joint synergies of the limbs during crawling and walking, and the correlation coefficients between the inter-joint synergies during crawling and walking are calculated. The results show that two inter-joint synergy patterns can be extracted from 5 subjects during crawling and walking, and that the corresponding correlation coefficients are 0.76 and 0.72, which indicates that the inter-joint synergies during crawling and walking are similar. The study provides some reference for the application of crawling in children's walking rehabilitation.

**Keywords:** crawling; walking, acceleration signal; inter-joint synergy

### 前言

爬行是婴幼儿运动发育过程中的重要标志。典型的爬行运动是躯体呈俯卧位,四肢以手掌和膝盖为支点撑起躯体,肢体骨骼肌在神经系统调控下进行有序

收缩产生肌肉力量,从而带动上下肢关节节律性屈伸,并驱使躯体向前移动(即手膝爬行)。爬行运动还包括腹式爬行、手足爬行、跪式爬行等多种非典型爬行姿势<sup>[1]</sup>。有研究已经证实:婴幼儿爬行运动频率和爬行时间的增加有助于其运动系统的发育,尤其对于直立行走能力的获得具有非常积极的作用,婴幼儿阶段缺乏足够的爬行锻炼甚至有可能导致异常步态模式的出现<sup>[2]</sup>。除了在运动发育方面的积极作用外,爬行运动还能促进婴幼儿空间记忆以及情绪管理等能力的提高<sup>[3-4]</sup>。对于因大脑损伤导致的运动功能障碍患者而言,爬行也常作为其运动康复的重要训练手段。爬行已被证实能有效促进运动发育迟缓婴幼儿大脑功能的发育,同时

**【收稿日期】**2023-02-16

**【基金项目】**国家自然科学基金(32000979);江西省自然科学基金(20202BAB216019);南昌航空大学博士启动金(EA202208059)

**【作者简介】**熊启亮,博士,讲师,研究方向:生物医学信号检测与处理、运动康复,E-mail: 70898@nchu.edu.cn

对于小脑运动稳定性的提高也具有积极作用<sup>[5-6]</sup>。长期的爬行训练能对患者的神经肌肉系统产生刺激作用,进而激发其神经肌肉功能的恢复与重建,最终提高运动康复的疗效<sup>[7]</sup>。在脑瘫儿童康复训练研究中发现:结合爬行训练的治疗组在康复效果上显著优于采用常规康复方案的对照组<sup>[8-9]</sup>。爬行训练在脑卒中、少儿脊柱损伤等运动损伤疾病的康复中也取得了良好效果<sup>[7,10-11]</sup>。但是,目前对于爬行运动促进步行功能康复的运动生理基础尚不清楚。

针对如何解释爬行、步行等人体节律性运动控制的问题,目前普遍认可的运动协同控制模型可以概括为:在一个动作周期内的不同时刻,运动控制系统通过分配不同的运动激活系数调用若干不同功能的协同模式,从而形成在时间和空间上“组织”各个控制单元(关节或肌肉)的运动行为<sup>[12]</sup>。其中,协同模式是指在完成某个特定动作时各个运动控制单元(关节运动、肌肉收缩等)之间维持恒定不变的比例关系(即权重);相对激活系数则是人体运动控制系统按照特定的激活系数调控上述协同模式的编码形式。两者之间的乘积和就可获得不同控制单元在运动过程中的位移、速度、加速度、收缩强度等变化曲线。可以通过收集关节或肌肉运动过程中的有效信号,然后利用矩阵分解等算法从中获得上述协同模式以及相对激活系数。该算法已在包括肌电信号、关节角度、关节速度等多种运动生理信号的协同分析中得到广泛应用<sup>[13-16]</sup>。基于上述人体运动协同控制模型,本研究提出以下假设:人体爬行过程中四肢多关节的协同运动模式与步行过程中四肢协同运动模式具有相似性是其促进步行功能康复的重要运动生理基础。

为证明上述假设,本研究首先基于 MPU9250 加速度传感器收集了 5 名受试者爬行和步行过程中双侧肘、腕、膝、踝关节等 8 处关节在运动过程中的加速度信号,然后依次对信号进行预处理、周期分割、矢量化等处理,最后,利用非负矩阵分解(Nonnegative Matrix Factorization, NMF)算法提取爬行和步行运动过程中肢体间关节运动的协同配合模式,并计算爬行与步行运动关节协同模式之间的相关系数。

## 1 数据采集

### 1.1 采集对象

本研究的数据采集对象为 5 名健康在校大学生,男性 3 人,女性 2 人,平均年龄(22.0±1.2)岁;男性身高(1.70±0.15) m,女性身高(1.65±0.13) m。上述受试者均不存在任何神经、肌肉、骨骼等方面的疾病。所有参与本次数据采集的受试者均充分了解试验内容,并签署知情同意书。

### 1.2 数据采集

爬行动作的完成需要上下肢多个关节之间协同配合运动,为此,本研究主要选择四肢双侧肘、腕、膝以及踝关节共 8 处关节的运动加速度作为数据处理对象,其主要原因是上述关节均为肢体远端关节,运动过程中运动模式受到躯干的约束更少,因此更能反映其神经系统的运动协同控制策略。试验过程中,利用绷带将自制加速度采集装置固定在患者双侧肘关节、腕关节、膝关节以及踝关节位置<sup>[17]</sup>。数据采集过程主要包括步行数据采集和爬行数据采集,受试者佩戴好数据采集装置以后,采用日常行走速度在长度为 5 m 的步道来回行走 3 min,待充分适应后,试验人员将开始正式数据记录。受试者每完成 1 次有效来回,并且数据无明显异常记为 1 次有效记录。每位受试者均需要完成 10 次有效记录。待受试者稍作休息后,在铺设好爬行垫的步道上以手-膝爬行姿态(图 1),并且采用自选速度进行爬行,完成 10 次有效记录。

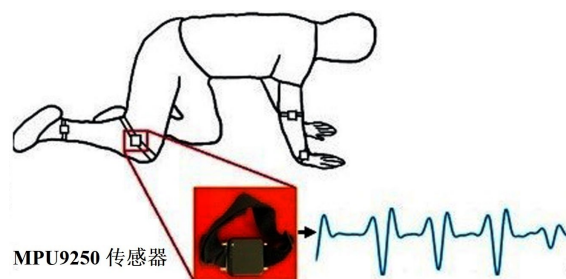


图 1 数据采集示意图

Figure 1 Schematic diagram of data acquisition

## 2 数据处理

### 2.1 数据预处理

MPU9250 传感器可以获得肢体关节在爬行过程中前后(x)、水平(y)、垂直(z)方向上的运动加速度信号,分别记为  $A_x$ ,  $A_y$ ,  $A_z$ 。为了更好地对数据进行分析,获取真实有效的加速度信号特征,需要对原始记录的加速度信号进行预处理。首先利用去噪、平滑滤波的方式对原始加速度信号进行处理,处理效果如图 2 所示。随后,如式(1)所示,将关节在 x、y、z 方向上的加速度( $A_x$ ,  $A_y$ ,  $A_z$ )进行矢量求和,从而获得关节的切向加速度  $A$ ,利用该切向加速度  $A$  可以有效描述关节在三维空间中的加速度变化情况。此外,矢量求和结果的非负性也满足后续关节协同分析中用到的 NMF 算法的应用前提(即要求矩阵元素非负<sup>[18]</sup>)。

$$A = \sqrt{(A_x)^2 + (A_y)^2 + (A_z)^2} \quad (1)$$

由于爬行和步行都是周期性运动,为了获得稳定爬行和步行状态的可比数据,因此首先需要确定

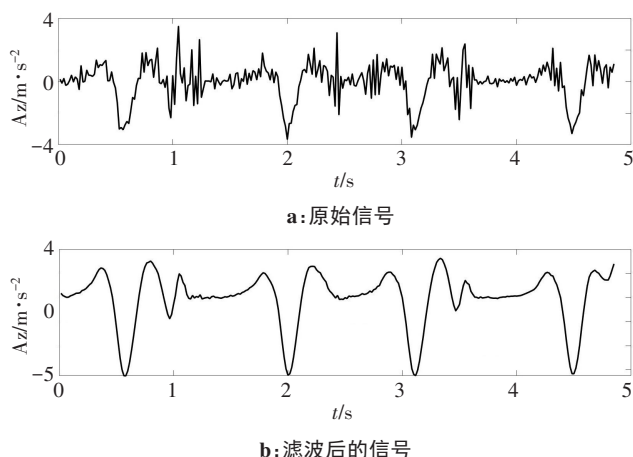


图2 经过滤波处理前后的信号对比

Figure 2 Comparison of signals before and after filtering

爬行和步行周期的起始点,分割出运动周期,进而划分其所对应的运动加速度信号进行下一步分析。本研究根据上述腕关节(爬行运动)或踝关节(步行运动)加速度信号周期性变化的特点(如图3中周期判断信号所示),将连续时间长度的加速度数据分割为若干个单独爬行周期的数据段。为了便于不同关节、不同个体之间的对比,对数据进行幅值和数长度的归一化。然后将多个周期进行叠加平均,从而获得该关节在0~100%运动周期内的运动加速度特征曲线。最后,将上、下肢8处关节的切向加速度曲线按照左肘、左腕、左膝、左踝、右肘、右腕、右膝、右踝关节的顺序从上至下排列,构成如图3中所示的多关节运动加速度数据矩阵 $V$ (8行 $\times$ 101列)。

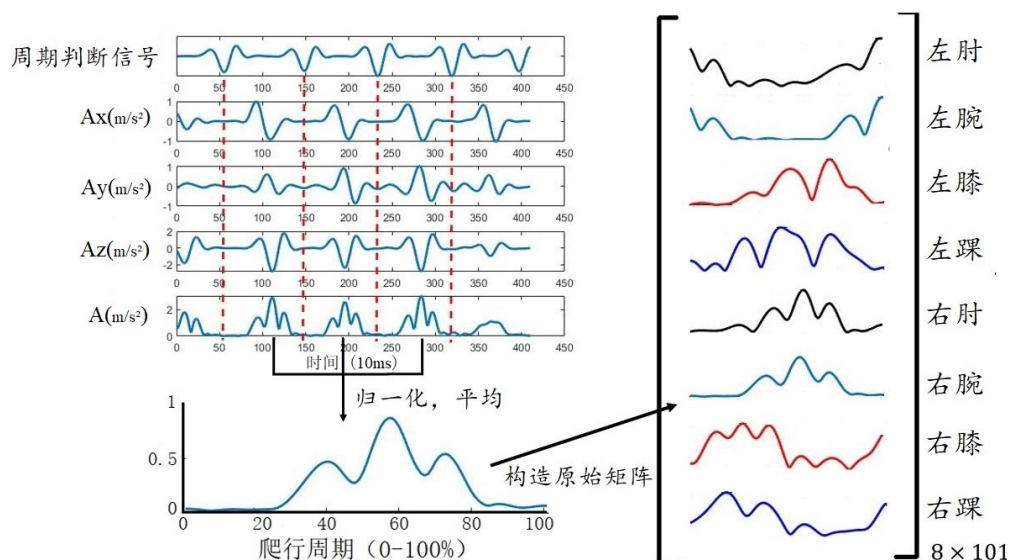


图3 数据预处理

Figure 3 Data pre-processing

## 2.2 NMF

针对数据矩阵 $V$ 进行NMF,提取多关节协同运动模式<sup>[17]</sup>。该方法将测量到的数据矩阵 $V$ 分解为空间结构( $W$ )和时间结构( $H$ ),如式(2)所示:

$$V^{m \times t} = W^{m \times n} H^{n \times t} + \varepsilon \quad (2)$$

其中, $m$ 代表的是关节数量(本研究中 $m=8$ ); $n$ 代表的是经过矩阵分解后得到的关节协同个数; $H$ 是一个 $n \times t$ 矩阵,其中 $t$ 是代表的是时间(本研究中标准化为固定的运动周期,即0~100%); $\varepsilon$ 表示测量的原始数据矩阵 $V$ 与 $W \times H$ 重构以后得到的数据矩阵之间的误差。 $W$ 的每一列代表每一个协同运动模式中对应该个关节的相对权重, $H$ 的每一行代表每一个协同运动模式在运动周期中的激活水平。在进行迭代优化中重复进行上述NMF过程,使得 $\varepsilon$ 达到最小。

对于需要多少个协同模式能充分重建原始数据矩阵的问题,并没有做任何先验假设,而是通过范围为0~1的VAF(Variance Account for)参数<sup>[19-20]</sup>来量化数据重构的效果,其定义如式(3)所示:

$$VAF = 1 - \|\varepsilon\|^2 / \|V\|^2 \quad (3)$$

对于每个受试者,确定其关节协同模式的最小个数需要同时满足以下两个标准:(1)所有关节的整体重构VAF值大于90%;(2)单个关节的VAF值大于75%。NMF的示意图如图4所示。

## 3 结果

### 3.1 协同数目

如图5所示,人体爬行和步行的协同模式提取过程中VAF值均随着协同数目的增大而逐渐增大,并



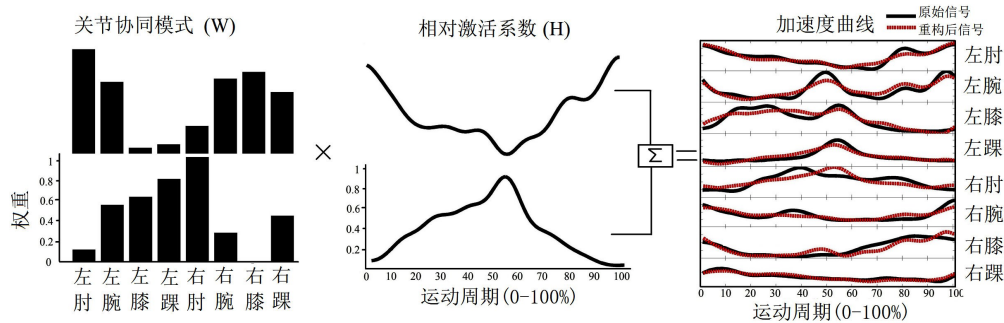


图4 NMF示意图

Figure 4 Schematic diagram of non-negative matrix factorization (NMF)

且,当协同数目达到2以后,整体重构的VAF值超过90%,因此,本研究中爬行和步行过程中关节协同模式的数目确定为2。

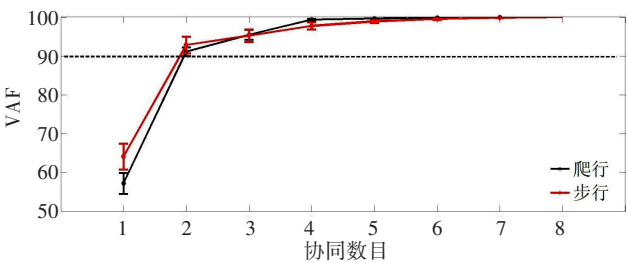


图5 VAF值与协同模式数目的关系

Figure 5 Relationship between VAF values and the number of inter-joint synergy patterns

3.2 协同模式

本研究中,受试者爬行运动中所提取的每一个关节协同模式将依次与其步行运动中所有关节协同模式进行匹配,并计算每次匹配的相关系数,取其中相关系数最大的匹配结果作为输出,匹配完成的结果将不再用于后续匹配,由此可以将爬行运动中所提取的任意关节协同运动模式与步行过程中所提取的协同模式进行一一对应。图6展示了经过匹配后的关节协同模式。

通常情况下,权重超过0.25的关节被视为在该协同模式中占主要贡献<sup>[21-22]</sup>,因此,对于人体爬行运动而言,所提取的两组关节协同模式主要呈现对角肢体协同运动的模式,即Crawl\_Synergy1主要涉及左侧上肢的肘关节、腕关节以及右侧下肢的膝关节、踝关节;而Crawl\_Synergy2主要涉及右侧上肢的肘关节、腕关节以及左侧下肢的膝关节、踝关节。与之相比,步行运动中提取Walk\_Synergy1除了涉及与Crawl\_Synergy1相同的左侧上肢的肘关节、腕关节以及右侧下肢的膝关节、踝关节以外,还包括了右侧腕

关节。类似地,Walk\_Synergy2除了涉及与Crawl\_Synergy2相同的右侧上肢的肘关节、腕关节以及左侧下肢的膝关节、踝关节以外,还包括了左侧腕关节。整体而言,人体爬行与步行过程中所提取的多关节协同运动模式在直观上具有一定的相似性。

3.3 相似性

为了进一步量化评价人体爬行运动与步行运动中多关节协同运动模式的相似性,计算上述5名受试者爬行和步行运动中所提取的关节协同模式之间的皮尔逊相关系数( $r$ )。该相关系数超过0.1、0.3、0.5时被认为具有弱、中等、较高相似性<sup>[23]</sup>。计算结果如表1所示,其中,爬行运动中提取的Crawl\_Synergy1与步行运动中提取的协同运动模式Walk\_Synergy1的相关系数为0.76,爬行运动中提取的Crawl\_Synergy2与步行运动中提取的Walk\_Synergy2的相关系数为0.72。由此可以看出,爬行运动中提取的协同模式与步行运动中提取的关节协同模式具有较高的相似性。

4 讨论

本研究利用加速度信号以及人体运动协同控制理论初步证明人体爬行运动与步行运动过程中肢体协同运动控制方式具有相似性( $r>0.7$ ),这种相似性存在的内在机制可能与人体运动控制的中枢模式发生器(Central Pattern Generators, CPG)<sup>[24-25]</sup>有关。CPG是一种由大量运动控制神经元构成的神经环路,常被视为是人体节律性控制的重要机制,其中,人体上肢的节律性运动由位于颈部的CPG网络控制,而下肢的节律性运动主要由位于腰骶部的CPG网络控制。已有研究表明人体在执行诸如爬行、步行涉及上下肢协同配合的节律性运动时,需要颈部CPG网络与腰骶部CPG网络之间建立有效连接<sup>[26-27]</sup>。结合本研究结果说明,人体在执行爬行与步行过程中涉及的颈部与腰骶部CPG网络之间神经环

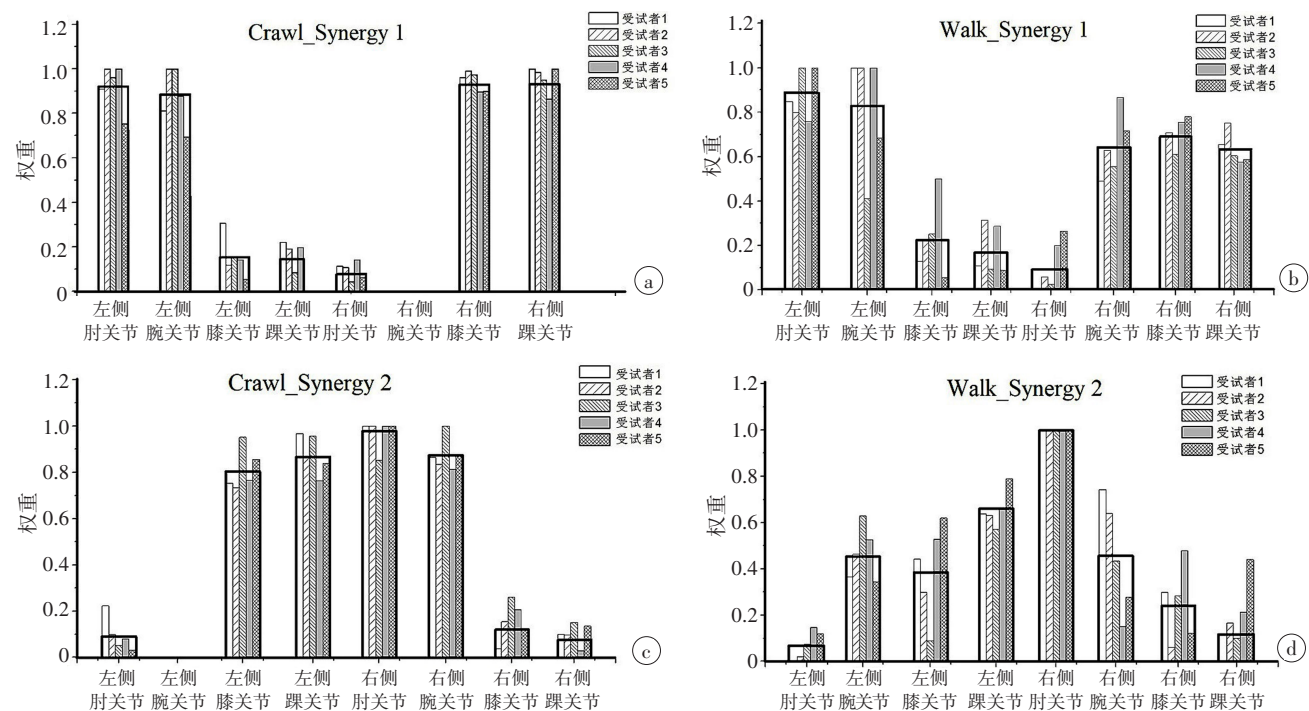


图6 不同受试者爬行(a,c)及步行(b,d)过程中提取的两种关节协同模式

Figure 6 Inter-joint synergy patterns extracted from different subjects during crawling (a, c) and walking (b, d)

图6a为爬行运动中提取的第1组关节协同模式(Crawl\_Synergy1),图6b为步行运动中提取的第1组关节协同模式(Walk\_Synergy1),图6c为爬行运动中提取的第2组关节协同模式(Crawl\_Synergy2),图6d为步行运动中提取的第2组关节协同模式(Walk\_Synergy2)。图中黑色柱状表示5名受试者平均值

表1 爬行和步行过程中肢体多关节协同模式相关系数  
Table 1 Correlation coefficients between inter-joint synergy patterns during crawling and walking

协同模式	Walk_Synergy 1	Walk_Synergy 2
Crawl_Synergy 1	0.76	-0.70
Crawl_Synergy 2	-0.83	0.72

路具有相似性,这也可作为爬行运动促进步行功能发育或恢复的重要基础。婴儿运动发育进程中的爬行阶段是其由四足爬行向直立双足行走发展的过渡阶段,而通常认为,人类进化也是由四足到双足直立行走发展的过程。这两个过程都伴随着大脑的成熟和下肢功能的强化。因此,可以推测婴儿从爬行到行走的发展过程与人类向两足行走的进化过程也具有一定的相似性。

需要指出的是,由于爬行与步行运动周期分割的依据有所不同,导致两者的数据矩阵经过NMF后得到的关节协同模式相对激活系数的起始位置不具有可比性,这也是本研究仅对比协同模式相似性,而无法对比相对激活系数相似性的主要原因。此外,样本量有限是本研究的另一个不足,因此,后续研究可以尝试更多的受试者,同时进一步纳入运动功能

障碍患者作为对比研究的对象,探究运动功能障碍患者在爬行与步行过程中所表现出的差异化协同控制机制。

## 5 结论

本研究基于加速度信号以及人体运动的协同控制模型证明了人体爬行过程中肢体多关节协同模式与步行过程中的肢体关节协同模式具有相似性,这可以为爬行运动用于运动功能障碍患者步行功能康复提供一定的参考和数据支持。

## 【参考文献】

- [1] Patrick SK, Noah JA, Yang JF. Interlimb coordination in human crawling reveals similarities in development and neural control with quadrupeds[J]. J Neurophysiol, 2009, 101(2): 603-613.
- [2] Xiong QL, Wu XY, Liu Y, et al. Measurement and analysis of human infant crawling for rehabilitation: a narrative review[J]. Front Neurol, 2021, 12: 731374.
- [3] Gehb G, Vesker M, Jovanovic B, et al. The relationship between crawling and emotion discrimination in 9- to 10-month-old infants[J]. Brain Sci, 2022, 12(4): 479.
- [4] Herbert J, Gross J, Hhayne H. Crawling is associated with more flexible memory retrieval by 9-month-old infants[J]. Developmental Sci, 2007, 10(2): 183-189.
- [5] Bai Y, Gao MY. Effect of crawling training on the cognitive function of children with cerebral palsy[J]. Int J Rehabil Res, 2022, 45(2): 184-188.
- [6] Lagerspetz K, Nygard M, Strandvik C. The effects of training in

- crawling on the motor and mental development of infants[J]. *Scand J Psychol*, 1971, 12(3): 192-197.
- [7] 易龙, 张利芳. 爬行训练对脑卒中患者偏瘫下肢功能的影响[J]. *中国实用医药*, 2013, 8(22): 261-262.
- Yi L, Zhang LF. The effect of crawling training on the function of lower limbs with hemiplegia in stroke patients[J]. *Chinese Practical Medicine*, 2013, 8(22): 261-262.
- [8] 卢甜甜, 张胜丽, 李小歌, 等. 爬行训练对脑瘫患儿运动及认知功能的影响[J]. *河南医学研究*, 2019, 28(2): 243-244.
- Lu TT, Zhang SL, Li XG, et al. The impact of crawling training on the movement and cognitive function of children with cerebral palsy[J]. *Henan Medical Research*, 2019, 28(2): 243-244.
- [9] 张春梅. 脑瘫患儿爬行训练的效果评价[J]. *现代中西医结合杂志*, 2014, 23(8): 860-861.
- Zhang CM. Evaluation of the effect of crawling training for children with cerebral palsy[J]. *Modern Journal of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine*, 2014, 23(8): 860-861.
- [10] 杨威, 黄元汎. 爬行运动对腰肌劳损防治作用的生理学分析[J]. *当代体育科技*, 2014, 4(14): 17-19.
- Yang W, Huang YX. Physiological analysis of the effect of crawling exercise on the prevention and treatment of lumbar muscle strain[J]. *Contemporary Sports Technology*, 2014, 4(14): 17-19.
- [11] 崔成林. 爬行运动对预防少儿脊柱疾病的作用研究[J]. *青少年体育*, 2014, 12: 130-131.
- Cui CL. Research on the role of crawling exercise in preventing spinal diseases in children[J]. *Youth Sport*, 2014, 12: 130-131.
- [12] Cheung VC, Seki K. Approaches to revealing the neural basis of muscle synergies: a review and a critique[J]. *J Neurophysiol*, 2021, 125(5): 1580-1597.
- [13] Sheng Y, Tan GS, Liu JB, et al. Upper limb motor function quantification in post-stroke rehabilitation using muscle synergy space model[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2022, 69(10): 3119-3130.
- [14] Umehara J, Yagi M, Hirono T, et al. Quantification of muscle coordination underlying basic shoulder movements using muscle synergy extraction[J]. *J Biomech*, 2021, 120: 110358.
- [15] Esmacili S, Karami H, Baniasad M, et al. The association between motor modules and movement primitives of gait: a muscle and kinematic synergy study[J]. *J Biomech*, 2022, 134: 110997.
- [16] Xiong QL, Wan JL, Jiang SF, et al. Age-related differences in gait symmetry obtained from kinematic synergies and muscle synergies of lower limbs during childhood[J]. *Biomed Eng Online*, 2022, 21(1): 61.
- [17] 熊启亮, 王余珊, 陈曦. 基于加速度信号的脑瘫儿爬行多关节协同运动测量与分析系统的设计及初步实现[J]. *中国医学物理学杂志*, 2022, 39(6): 737-742.
- Xiong QL, Wang YS, Chen X. Design and preliminary implementation of multi-joint collaborative motion measurement and analysis system for children with cerebral palsy crawling based on acceleration signal[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2022, 39(6): 737-742.
- [18] Lee DD, Seung HS. Learning the parts of objects by nonnegative matrix factorization[J]. *Nature*, 1999, 401(7): 788-791.
- [19] Baggen RJ, Dieen JH, Roie EV, et al. Age-related differences in muscle synergy organization during step ascent at different heights and directions[J]. *Appl Sci*, 2020, 10(6): 1987.
- [20] Ballarini R, Ghislieri M. An algorithm for choosing the optimal number of muscle synergies during walking[J]. *Sensors*, 2021, 21(10): 3311.
- [21] Gracia-Ibanez V, Sancho-Bru JL, Vergara M, et al. Sharing of hand kinematic synergies across subjects in daily living activities[J]. *Sci Rep-Uk*, 2020, 10(1): 6116.
- [22] Huang B, Xiong C, Chen WB, et al. Common kinematic synergies of various human locomotor behaviours[J]. *Royal Society Open Science*, 2021, 8(4): 210161.
- [23] Cohen J. Chapter 9-F tests of variance proportions in multiple regression/correlation analysis[M]. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. London: Routledge, 1977: 407-453.
- [24] Klishko AN, Akyildiz A, Mehta-Desai R, et al. Common and distinct muscle synergies during level and slope locomotion in the cat[J]. *J Neurophysiol*, 2021, 126(2): 493-515.
- [25] Haghpanah SA, Farahmand F, Zohoor H. Modular neuromuscular control of human locomotion by central pattern generator[J]. *J Biomech*, 2017, 53: 154-162.
- [26] Zehr EP, Hundza SR, Vasudevan EV. The quadrupedal nature of human bipedal locomotion[J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 2009, 37(2): 102-108.
- [27] Maclellan MJ, Ivanenko YP, Catavittello G, et al. Coupling of upper and lower limb pattern generators during human crawling at different arm/leg speed combinations[J]. *Exp Brain Res*, 2013, 225(2): 217-225.

(编辑:谭斯允)